

10/829-257

DIALOG(R) File 351:Derwent WPI
(c) 2004 Thomson Derwent. All rts. reserv.

008707435 **Image available**
WPI Acc No: 1991-211456/ 199129
XRPX Acc No: N91-161342

Forming energy subtraction and appts. - uses poly-energetic radiation to
born or soft material, body structures and subtracts these images by
weighting them NoAbstract Dwg 1,2/6

Patent Assignee: FUJI PHOTO FILM CO LTD (FUJF)

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Patent Family:

| Patent No | Kind | Date | Applicat No | Kind | Date | Week |
|------------|------|----------|-------------|------|----------|----------|
| JP 3133276 | A | 19910606 | JP 89272215 | A | 19891019 | 199129 B |

Priority Applications (No Type Date): JP 89272215 A 19891019

Title Terms: FORMING; ENERGY; SUBTRACT; APPARATUS; POLY; ENERGY; RADIATE;
BORN; SOFT; MATERIAL; BODY; STRUCTURE; SUBTRACT; IMAGE; WEIGHT;
NOABSTRACT

Derwent Class: P31; P82; P85; S03; S05; T01; W02; W04

International Patent Class (Additional): A61B-006/00; G03B-042/02;

G06F-015/62; G09G-005/00; H04N-005/32

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E06B; S05-D02A5; T01-J10B; W02-J03A; W04-P01B

THIS PAGE BLANK (USPTO)

⑫ 公開特許公報(A)

平3-133276

⑬ Int. Cl.³

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成3年(1991)6月6日

H 04 N 5/325
 A 61 B 6/00
 6/02
 G 03 B 42/02
 G 06 F 15/62
 G 09 G 5/00

3 5 3 Z
 B
 3 9 0 A
 A
 T

8119-4C
 7447-2H
 8419-5B
 8121-5C
 8121-5C
 8119-4C
 8119-4C

A 61 B 6/00

3 5 0 S
 3 0 3 J

審査請求 未請求 請求項の数 6 (全9頁)

⑮ 発明の名称 サブトラクション画像の表示方法および装置

⑯ 特 願 平1-272215

⑰ 出 願 平1(1989)10月19日

⑱ 発 明 者 伊 藤 渡 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フイルム株式会社内

⑲ 出 願 人 富士写真フイルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼210番地

⑳ 代 理 人 弁理士 柳田 征史 外1名

明 細 書

1. 発明の名称

サブトラクション画像の表示方法および装置

2. 特許請求の範囲

(1) 2枚以上の蓄積性蛍光体シートのそれぞれに、

軟部組織と、該軟部組織の他に該軟部組織より放射線透過度の低い患部組織を含む可能性のある被写体を透過したそれぞれエネルギーが異なる放射線を照射して、これらの蛍光体シートに前記被写体の少なくとも一部の画像情報が互いに異なる放射線画像を蓄積記録し、これらの蛍光体シートに励起光を走査して前記放射線画像を輝尽発光に変換し、この輝尽発光の発光量を光電的に読み出してデジタル画像信号に変換し、各画像の対応する画素間でこのデジタル画像信号の減算を行なって放射線画像の前記患部組織のみの画像を形成する差信号を得るエネルギーサブトラクションにおいて、前記2枚以上の蓄積性蛍光体シートから読み出された前記デジタル画像信号のうちの1つもしくはそのうちの2つ以上を加算した信号を2

次元の濃度情報とし、この濃度情報に前記差信号を3次元目の奥行き情報として加え、得られた3次元の情報を3次元画像として表示することを特徴とするエネルギーサブトラクション画像の表示方法。

(2) 放射線画像が蓄積記録された蓄積性蛍光体シートに励起光を走査し、それによって前記蓄積性蛍光体シートから発せられた輝尽発光を光電的に読み出してデジタル画像信号に変換する画像読取手段と、

軟部組織と、該軟部組織の他に該軟部組織より放射線透過度の低い患部組織を含む可能性のある被写体を透過したエネルギーの互いに異なる放射線の照射により、該被写体の少なくとも一部の画像情報が互いに異なる放射線画像が蓄積記録された2枚以上の前記蓄積性蛍光体シートそれぞれから、前記画像読取手段によって得た各デジタル画像信号の対応する画素間で減算を行ない、それによって前記患部組織のみの画像を形成する差信号および2枚以上の蓄積性蛍光体シートから読み出

された前記デジタル画像信号のうちの1つもしくはそのうちの2つ以上を加算した通常画像を形成する加算信号を得るサブトラクション演算手段と、

前記加算信号を2次元の濃度信号とし、前記差信号を3次元目の奥行き信号として3次元画像信号を構成する3次元信号構成手段と、

前記3次元信号に基づいて3次元画像を表示する表示装置とからなるサブトラクション画像の表示装置。

- (3) 2枚以上の蓄積性蛍光体シートのそれぞれに、骨と軟部組織とを含む被写体を透過したそれぞれエネルギーが異なる放射線を照射して、これらの蛍光体シートに前記被写体の少なくとも一部の画像情報が互いに異なる放射線画像を蓄積記録し、これらの蛍光体シートに励起光を走査して前記放射線画像を輝尽発光光に変換し、この輝尽発光光の発光量を光電的に読み出してデジタル画像信号に変換し、各画像の対応する画素間でこのデジタル画像信号の減算を行なって放射線画像の前記骨が消去された軟部組織の画像を形成する差信号と、

組織が消去された画像を形成する差信号を得るサブトラクション演算手段と、

前記軟部組織が消去された骨の画像を形成する差信号に該骨の画像が遠くに見えるようにする3次元信号を加え、前記骨が消去された軟部組織の画像を形成する差信号に該軟部組織の画像が近くに見えるようにする3次元信号を加える3次元信号付加手段と、

前記3次元信号を付加された2種の差信号に基づいて3次元画像を表示する表示装置とからなるサブトラクション画像の表示装置。

- (5) 時間サブトラクションにより得られた特定の構造物の画像を形成する差信号と、原画像を形成する信号に、それぞれ奥行きの異なる3次元信号を加え、この信号を再生することにより前記特定の構造物の画像を原画像を背景に立体視するように表示することを特徴とする時間サブトラクション画像の表示方法。

- (6) エネルギーサブトラクションにより特定の構造物を抽出もしくは強調されたサブトラクション画

像が形成する差信号を得るエネルギーサブトラクションにおいて、前記軟部組織の画像が近くに、前記骨の画像が遠くに見えるように前記2種の2次元の差信号に3次元の奥行き情報を加え、前記2種の画像を重ねて3次元画像として表示することを特徴とするエネルギーサブトラクション画像の表示方法。

- (4) 放射線画像が蓄積記録された蓄積性蛍光体シートに励起光を走査し、それによって前記蓄積性蛍光体シートから発せられた輝尽発光光を光電的に読み出してデジタル画像信号に変換する画像読取手段と、

骨および軟部組織を含む同一の被写体を透過したエネルギーの互いに異なる放射線の照射により、該被写体の少なくとも一部の画像情報が互いに異なる放射線画像が蓄積記録された2枚以上の前記蓄積性蛍光体シートそれぞれから、前記画像読取手段によって得た各デジタル画像信号の対応する画素間で減算を行ない、それによって前記骨が消去された画像を形成する差信号および前記軟部組

像を形成する画像信号と、その原画像もしくは他のサブトラクション画像を形成する画像信号に、異なった奥行き情報を付与し、前記2種の画像を異なった奥行きに立体視するように表示することを特徴とするサブトラクション画像の表示方法。

3. 発明の詳細な説明

(発明の分野)

本発明はサブトラクション処理をした放射線画像の表示方法および装置、詳細には蓄積性蛍光体シートを用いて行なう放射線画像のデジタルサブトラクション処理において、一層高い診断効果をもってサブトラクション画像を表示する方法および装置に関するものである。

(発明の技術的背景および先行技術)

従来より放射線画像のデジタルサブトラクションが公知となっている。この放射線画像のデジタルサブトラクションとは、異なった条件で撮影した2つの放射線画像を光電的に読み出してデジタル画像信号を得た後、これらのデジタル画像信号を両画像の各画素を対応させて減算処理し、放射線画像中の特定の構造物の画像を形成するための差信号を得る方法であり、このようにして得た差信号を用いて特定構造物のみが抽出された放射線画像を再生することができる。

このサブトラクション処理には、基本的に次の

0号公報に示されるように、きわめて広い放射線露出域を有する蓄積性蛍光体シートを使用し、これらの蛍光体シートに前述のように異なった条件で同一の被写体を透過した放射線を照射して、これらの蛍光体シートに特定構造物の画像情報が異なる放射線画像を蓄積記録し、これらの蓄積画像を励起光による走査により読み出してデジタル信号に変換し、これらデジタル信号により前記デジタルサブトラクションを行なうことも提案されている。上記蓄積性蛍光体シートとは、例えば特開昭55-12429号公報に開示されているように放射線(X線、 α 線、 β 線、 γ 線、電子線、紫外線等)を照射するとその放射線エネルギーの一部を蛍光体中に蓄積し、その後可視光等の励起光を照射すると蓄積された放射線エネルギー量に応じて蛍光体が輝尽発光を示すもので、きわめて広いラチチュード(露出域)を有し、かつ著しく高い解像力を有するものである。したがって、この蛍光体シートに蓄積記録された放射線画像情報を利用して前記デジタルサブトラクションを行なえ

2つの方法がある。即ち、造影剤注入により特定の構造物が強調された放射線画像の画像信号から、造影剤が注入されていない放射線画像の画像信号を引き算(サブトラクト)することによって特定の構造物を抽出するいわゆる時間サブトラクション処理と、同一の被写体に対して相異なるエネルギー分布を有する放射線を照射し、それにより特定の構造物が特有の放射線エネルギー吸収特性を有することを利用して特定構造物が異なる画像を2つの放射線画像間に存在せしめ、その後この2つの放射線画像の画像信号間で適当な重みづけをした上で減算(サブトラクト)を行ない特定の構造物の画像を抽出するいわゆるエネルギーサブトラクション処理である。

このサブトラクション処理は特に医療用のX線写真の画像処理において診断上きわめて有効な方法であるため、近年大いに注目され、電子工学技術を駆使してその研究、開発が盛んに進められている。

さらに最近では例えば特開昭58-16334

ば、放射線量変動しても常に十分な画像情報を得ることができ、診断能の高い放射線画像を得ることができる。

(発明が解決しようとする課題)

しかしながら、このようにして得られたサブトラクション画像は、例えば骨の画像と軟部組織の画像を別々に作成した場合、あるいはマンモの腫瘍影を抽出した場合、さらには時間サブトラクションで血管造影を抽出した場合等に、これらの画像(サブトラクション画像)のみを観察したのでは、その抽出画像が他の部分のどの辺りにあるのか分かりにくく、原画像または他のサブトラクション画像と見比べながら見ないと十分な診断ができない。

そこで本発明は、上述のようなサブトラクションによる抽出画像を、原画像または他のサブトラクション画像とは区別しつつ、しかも一度に重ねて見るように表示するサブトラクション画像の表示方法、およびその方法を実施する装置を提供することを目的とするものである。

(課題を解決するための手段)

本発明によるサブトラクション画像の表示方法は、特定の構造物を抽出もしくは強調したサブトラクション画像を、その原画像もしくは他のサブトラクション画像とともに立体視するように表示することを特徴とするものである。すなわち、サブトラクション画像を原画像を背景としてその手前に立体視するようにして、抽出または強調された構造物の原画像での位置が分かりやすいようにしたものである。

すなわち、本発明のエネルギーサブトラクション画像の表示方法は、

2枚以上の蓄積性蛍光体シートのそれぞれに、軟部組織と、該軟部組織の他に該軟部組織より放射線透過度の低い患部組織を含む可能性のある被写体を透過したそれぞれエネルギーが異なる放射線を照射して、これらの蛍光体シートに前記被写体の少なくとも一部の画像情報が互いに異なる放射線画像を蓄積記録し、これらの蛍光体シートに励起光を走査して前記放射線画像を輝尽発光光に

放射線画像を輝尽発光光に変換し、この輝尽発光光の発光量を光電的に読み出してデジタル画像信号に変換し、各画像の対応する画素間でこのデジタル画像信号の減算を行なって放射線画像の前記骨が消去された軟部組織の画像を形成する差信号と、軟部組織が消去された骨の画像を形成する差信号を得るエネルギーサブトラクションにおいて、前記軟部組織の画像が近くに、前記骨の画像が遠くに見えるように前記2種の2次元の差信号に3次元の奥行き情報を加え、前記2種の画像を重ねて3次元画像として表示することを特徴とするものである。

そして上記方法は、

放射線画像が蓄積記録された蓄積性蛍光体シートに励起光を走査し、それによって前記蓄積性蛍光体シートから発せられた輝尽発光光を光電的に読み出してデジタル画像信号に変換する画像読取手段と、

軟部組織と、該軟部組織の他に該軟部組織より放射線透過度の低い患部組織を含む可能性のある

変換し、この輝尽発光光の発光量を光電的に読み出してデジタル画像信号に変換し、各画像の対応する画素間でこのデジタル画像信号の減算を行なって放射線画像の前記患部組織のみの画像を形成する差信号を得るエネルギーサブトラクションにおいて、前記2枚以上の蓄積性蛍光体シートから読み出された前記デジタル画像信号のうちの1つもしくはそのうちの2つ以上を加算した信号を2次元の濃度情報とし、この濃度情報に前記差信号を3次元目の奥行き情報として加え、得られた3次元の情報を3次元画像として表示することを特徴とするものである。

また、本発明のもう一つのエネルギーサブトラクション画像の表示方法は、

2枚以上の蓄積性蛍光体シートのそれぞれに、骨と軟部組織とを含む被写体を透過したそれぞれエネルギーが異なる放射線を照射して、これらの蛍光体シートに前記被写体の少なくとも一部の画像情報が互いに異なる放射線画像を蓄積記録し、これらの蛍光体シートに励起光を走査して前記放

被写体を透過したエネルギーの互いに異なる放射線の照射により、該被写体の少なくとも一部の画像情報が互いに異なる放射線画像が蓄積記録された2枚以上の前記蓄積性蛍光体シートそれぞれから、前記画像読取手段によって得た各デジタル画像信号の対応する画素間で減算を行ない、それによって前記患部組織のみの画像を形成する差信号および2枚以上の蓄積性蛍光体シートから読み出された前記デジタル画像信号のうちの1つもしくはそのうちの2つ以上を加算した通常画像を形成する加算信号を得るサブトラクション演算手段と、前記加算信号を2次元の濃度信号とし、前記差信号を3次元目の奥行き信号として3次元画像信号を構成する3次元信号構成手段と、

前記3次元信号に基づいて3次元画像を表示する表示装置とからなるサブトラクション画像の表示装置および、

放射線画像が蓄積記録された蓄積性蛍光体シートに励起光を走査し、それによって前記蓄積性蛍光体シートから発せられた輝尽発光光を光電的に

読み出してデジタル画像信号に変換する画像読取手段と、

骨および軟部組織を含む同一の被写体を透過したエネルギーの互いに異なる放射線の照射により、該被写体の少なくとも一部の画像情報が互いに異なる放射線画像が蓄積記録された2枚以上の前記蓄積性蛍光体シートそれぞれから、前記画像読取手段によって得た各デジタル画像信号の対応する画素間で減算を行ない、それによって前記骨が消去された画像を形成する差信号および前記軟部組織が消去された画像を形成する差信号を得るサブトラクション演算手段と、

前記軟部組織が消去された骨の画像を形成する差信号に遠くに見えるようにする3次元信号を加え、前記骨が消去された軟部組織の画像を形成する差信号に近くに見えるようにする3次元信号を加える3次元信号付加手段と、

前記3次元信号を付加された2種の差信号に基づいて3次元画像を表示する表示装置とからなるサブトラクション画像の表示装置によって実施さ

細に説明する。

第1A図は2枚の蓄積性蛍光体シートA、Bに、肺野や血管等の軟部組織と骨とを有する同一の被写体1を透過したX線2を、それぞれエネルギーを変えて照射する状態を示す。すなわち第1の蓄積性蛍光体シートAに被写体1のX線透過像を蓄積記録し、次いで短時間内で蓄積性蛍光体シートA、Bを素早く取り替えると同時に、X線源3の管電圧を変えて、透過X線のエネルギーが異なる被写体1のX線画像を蓄積性蛍光体シートBに蓄積記録する。このとき蓄積性蛍光体シートAとBとで被写体1の位置関係は同じとする。

また、第1B図は2枚の蓄積性蛍光体シートA、Bを重ね、この間に放射線エネルギーを一部吸収するフィルタFを介在させて被写体1と透過したX線2を、照射する状態を示すもので、これによりエネルギーの大きさの異なる放射線を蓄積性蛍光体シートA、Bに同時に照射するもの（いわゆるワンショットエネルギーサブトラクション）である。ワンショットエネルギーサブトラクション

れる。

さらに本発明の時間サブトラクション画像の表示方法は、

時間サブトラクションにより得られた特定の構造物の画像を形成する差信号と、原画像を形成する信号に、それぞれ異なる3次元信号を加え、この信号を再生することにより前記特定の構造物の画像を原画像を背景に立体視するように表示することを特徴とするものである。

（作用および効果）

本発明によるサブトラクション画像の表示方法は、上記のようにサブトラクション画像を原画像とともに3次元画像として表示するようにしたから、特に診断に適する観察したいサブトラクション画像を原画像を背景として立体視することができるから、原画像の中での抽出画像の位置を容易に知ることができ、一層診断性能を高めることができる。

（実施例）

以下、図面に示す実施例に基づいて本発明を詳

については特開昭59-83486号に詳細が開示されている。

このようにして、少なくとも一部の画像情報が異なる2つの放射線画像を2枚の蓄積性蛍光体シートA、Bに蓄積記録する。次にこれら2枚の蓄積性蛍光体シートA、Bから、第2図に示すような画像読取手段によってX線画像を読み取り、画像を表わすデジタル画像信号を得る。まず、蓄積性蛍光体シートAを矢印Yの方向に副走査のために移動させながら、レーザー光源10からのレーザー光11を走査ミラー12によってX方向に主走査させ、蛍光体シートAから蓄積X線エネルギーを、蓄積記録されたX線画像にしたがって輝尽発光光13として発散させる。輝尽発光光13は透明なアクリル板を成形して作られた集光板14の一端面からこの集光板14の内部に入射し、中を全反射を繰返しつつフォトマル15に至り、輝尽発光光13の発光量が画像信号Sとして出力される。この出力された画像信号Sは増幅器とA/D変換器を含む対数変換器16により対数値（ $\log S$ ）のデジタル画

像信号 $\log S_A$ に変換される。このデジタル画像信号 $\log S_A$ は例えば磁気ディスク等の記憶媒体17に記憶される。次に、全く同様に、もう1枚の蓄積性蛍光体シートBの記録画像が読み出され、そのデジタル画像信号 $\log S_B$ が同様に記憶媒体17に記憶される。

次に、上述のようにして得られたデジタル画像信号 $\log S_A$ 、 $\log S_B$ を用いてサブトラクション処理を行なう。第3図は本発明方法の一実施例によるエネルギーサブトラクション画像の表示方法における信号の処理の流れを示している。まず前記記憶媒体17内の画像ファイル17Aと、画像ファイル17Bからそれぞれ、前記デジタル画像信号 $\log S_A$ 、 $\log S_B$ が読み出され、サブトラクション演算回路18に入力される。該サブトラクション演算回路18は、上記2つのデジタル画像信号 $\log S_A$ と $\log S_B$ を適当な重みづけをした上で対応する画素毎に減算し、デジタルの差信号

$$S_{sub} = a \cdot \log S_A - b \cdot \log S_B + c$$

この加算平均信号は原画像のノイズを低減した通常画像を形成する信号となる。

この加算平均信号 S_{add} は、濃度情報として、3次元画像構成回路20に入力され、前記サブトラクション処理による差信号 S_{sub} はこの濃度情報に奥行きをつける(3次元目の座標を与える)奥行き情報としてこの3次元画像構成回路20に入力される。

マンモグラフィのエネルギーサブトラクションでは、悪性の腫瘍影像ほど濃度が高くなっているため、この奥行き情報の付与により、悪性の腫瘍ほど近くに見えるように、比較的悪性でないものは遠くに見えるようにすることができる。

このように画像構成回路20により3次元の信号とされた画像信号 S_{add} は3次元画像表示装置21に表示され、上記のようにノイズの低減された原画像とともに腫瘍の悪性度の程度によって遠近感のある腫瘍影像を立体視することができる。

3次元画像表示装置21としてはホログラフィー、立体メガネ等の立体画像表示技術によって、3次

(a 、 b は重みづけ係数、 c は概略一定濃度にするようなバイアス成分である)

を求める。この差信号 S_{sub} は一たん画像ファイル19に記憶されてから、後述する3次元画像構成回路20を通して例えばホログラフィーや立体メガネを利用した3次元画像のディスプレイ装置21に入力され、表示される。

このサブトラクション画像としては、例えばマンモグラフィで高圧像と低圧像の画像信号に適当な係数を掛けて差をとると、悪性腫瘍影像が得られる。この腫瘍影像は悪性であるほど濃度が高くなる。

一方、高圧像のデジタル画像信号 $\log S_A$ と低圧像のデジタル画像信号 $\log S_B$ は適当な重みづけがなされた上で加算平均により通常画像を得る加算回路22に入力されて加算平均され、その加算平均信号 S_{add} は次に濃度および/またはコントラスト補正回路23によって適当な濃度、コントラストの補正がなされた後一たん画像ファイル24に記憶される。

元の信号を立体画像として表示する各種の公知のものを使用することができる。

次に第4図により第2の実施例を説明する。第3図の実施例のものと共通する要素には同一の符号を付して説明を省略する。

この実施例では胸部を撮影した例を説明する。胸部を高エネルギーと低エネルギーで撮影した画像A、Bを画像ファイル17Aと17Bにそれぞれ記憶する。そしてこれらのファイル17A、17Bからのデジタル画像信号 $\log S_A$ 、 $\log S_B$ から2種のサブトラクション画像を得る。すなわち、前記画像ファイル17Aあるいは画像ファイル17Bに記憶されている被写体1のX線画像が例えば第5A図に示されるように、軟部組織5と骨6とが撮影されてなるものであるとすると、サブトラクション演算回路18により前記と同様の演算

$$S_{sub} = a \cdot \log S_A - b \cdot \log S_B + c$$

(a 、 b は重みづけ係数、 c は概略一定濃度にするようなバイアス成分である)

を行なうことによって重みづけ係数 a 、 b を適当

に選択することにより、第5B図に示されるように骨6が消去されて軟部組織5のみが抽出された軟部画像20Aを形成する画像信号 S_{subA} と、第5C図に示されるように、軟部組織5が消去されて骨6のみが抽出された骨画像20Bを形成する画像信号 S_{subB} の2種の画像信号を得ることができる。

これらの2種の画像信号 S_{subA} と S_{subB} は、それぞれファイル19A、19Bに一たん記憶され、次いで3次元画像構成回路20に入力され、ここで軟部画像20Aは近くに、骨部画像20Bは遠くに見えるように、それぞれの画像信号 S_{subA} と S_{subB} に奥行き情報を付与され、この奥行き情報が付与された3次元画像信号 S_{3D} が3次元画像表示装置21に入力される。この3次元画像表示装置21に表示された3次元の画像は、第6図に示すように、軟部画像20Aが近くに、骨部画像20Bが遠くに見えるような立体的画像で、これにより軟部画像20Aの中の患部等を骨部画像20Bの背景の中でその位置関係を明らかにしつつ観察す

ることができる。これにより、軟部画像20Aのみでは位置関係（特に骨部との位置関係）が分かりにくかったのが、位置関係が明確になり、診断性が向上する。

特に、胸部では従来のX線写真でも後の肋骨の方が鮮明に写っていることから、骨が後方に見えるようにした方が、実際の身体にマッチした感覚で見ることができ、医師の視覚に訴える効果が大い。

上記2つの実施例は、エネルギーサブトラクション処理により抽出された特定の構造物を立体視するものであるが、この立体視の方法は、時間サブトラクションにも応用することができる。

すなわち、造影剤注入により特定の構造物が強調された放射線画像の画像信号から、造影剤が注入していない放射線画像の画像信号を引き算することによって特定の構造物を抽出する時間サブトラクション処理において、この特定の構造物を抽出したサブトラクション画像を、原画像を背景として、その手前に立体視するようにすれば、この

時間サブトラクション画像の観察においても位置関係を見やすくし、診断性を上げることができる。

このための方法は、上記のように時間差をつけた2つの画像の信号を2つのファイルに記憶させ、第3図に示すエネルギーサブトラクションの場合と同様にして、原画像を加算平均によりノイズを低減させたものとして得、時間サブトラクション画像をサブトラクション演算回路18を通して得、これらを3次元画像構成回路20により組み合わせて時間サブトラクション画像を手前に、奥に原画像を見せるようにすれば、血管等の抽出物を他の背景の手前に浮き上がらせて見ることができる。

なお、時間サブトラクション処理の手法については、例えば特開昭60-207642号に詳細に記載されている。

また、エネルギーサブトラクション処理に関しても、蓄積性蛍光体シートの形態や、その搬送方法などは種々の公知の技術が適宜利用できることは言うまでもないことである。

また前述の濃度および／またはコントラストの

補正は、原画像信号に対して施す代りに、差信号 S_{sub} に対して施してもよいし、場合によっては原画像信号および差信号 S_{sub} の双方に対して施してもよい。このような濃度および／またはコントラストの補正は必ずしも必要なものではないが、実施されればそれら信号による2つの部分が違和感無く組み合わせられた自然な感じの再生画像が得られる。

なお各実施例においては、原画像信号として2枚の蓄積性蛍光体シートそれぞれから得られたデジタル画像信号 $\log S_A$ および $\log S_B$ の加算平均信号が用いられるが、原画像信号として $\log S_A$ および $\log S_B$ のいずれか一方が用いられてもよいことは言うまでもない。

以上2枚の蓄積性蛍光体シートA、Bを使用する実施例について説明したが、3枚以上の蓄積性蛍光体シートにそれぞれ異なるエネルギーで放射線撮影し、それらシートから得られるデジタル画像信号を減算処理して差信号 S_{sub} を得ることも可能であり（例えば3枚のシートが用いられる場合

$S_0 = a \log S_A + b \log S_B - c \log S_{c+d}$ 、ここで a, b, c は重み係数であり、 d は差信号 S_0 を概略一定濃度にするようなバイアス成分である)、従って本発明はこのような3枚以上の蓄積性蛍光体シートを使用する場合にも適用可能である。

なお以上、「骨」と「軟部組織」という用語を使用して本発明を説明したが、蓄積性蛍光体シートを用いたエネルギーサブトラクションは、例えば治療用金具等が埋め込まれた人体の放射線画像から上記金具を消去した画像を得るためや、造影剤が注入された人体の放射線画像から造影剤を消去した画像を得るため等にも適用されうるものであり、本明細書において「骨」とは本発明を実施する上で通常の骨と同等の要素とみなせる金属、造影剤等も含むものとし、また「軟部組織」とは上記「骨」と放射線吸収特性が異なって、エネルギーサブトラクションにより放射線画像上で抽出されうるものすべてを含むものとする。

4. 図面の簡単な説明

第1Aおよび1B図は本発明方法における放射線画像の蓄積記録ステップを示す説明図、

第2図は上記蓄積記録がなされた蓄積性蛍光体シートからの放射線画像情報読取りを説明する概略図、

第3図は本発明方法の一実施例による方法を通して行なわれるエネルギーサブトラクション処理の概要を説明するブロック図、

第4図は同じく他の実施例による方法を通してエネルギーサブトラクション処理の概要を説明するブロック図、

第5A、5Bおよび5C図は本発明に係わるエネルギーサブトラクション処理で得られる各種画像の例を示す図、

第6図は第2の実施例により表示される立体画像の例を示す斜視図である。

- | | |
|-------|-----------|
| 1…被写体 | 2…X線 |
| 3…X線源 | 5…軟部組織 |
| 6…骨 | 10…レーザー光源 |

- | | |
|----------|----------|
| 11…レーザー光 | 12…走査ミラー |
| 13…輝尽発光光 | 15…フォトマル |

18…サブトラクション演算回路

20…3次元画像構成回路

21…3次元画像表示装置

20A…軟部画像 20B…骨部画像

A、B…蓄積性蛍光体シート

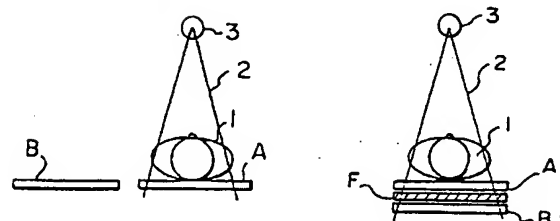
$\log S_A$ 、 $\log S_B$ …デジタル画像信号

S_{add} …デジタル画像信号の加算平均信号

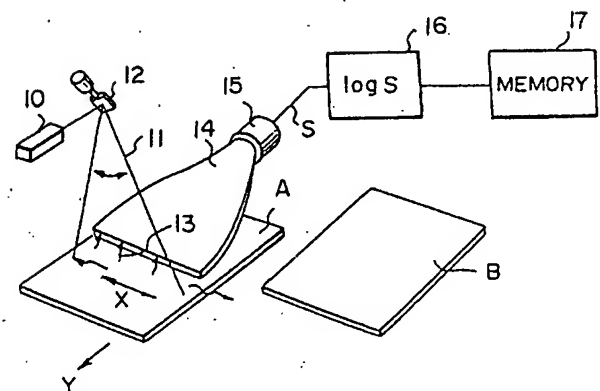
S_{sub} …デジタル画像信号の差信号

第1A図

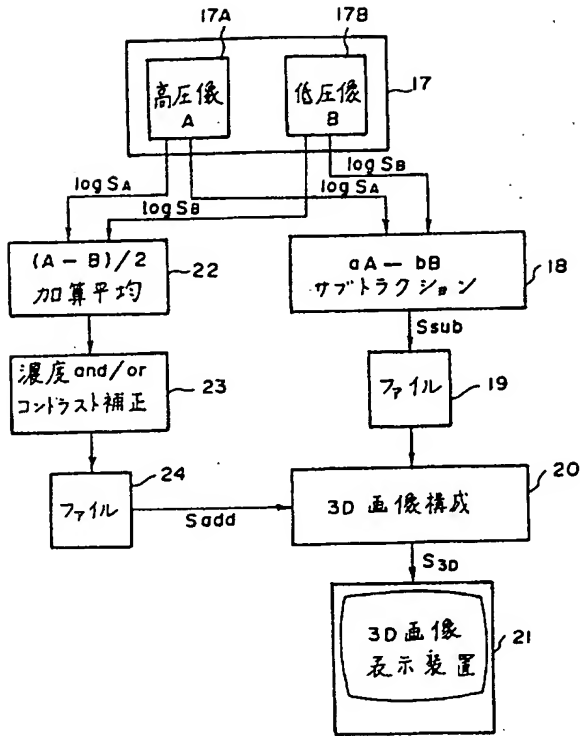
第1B図



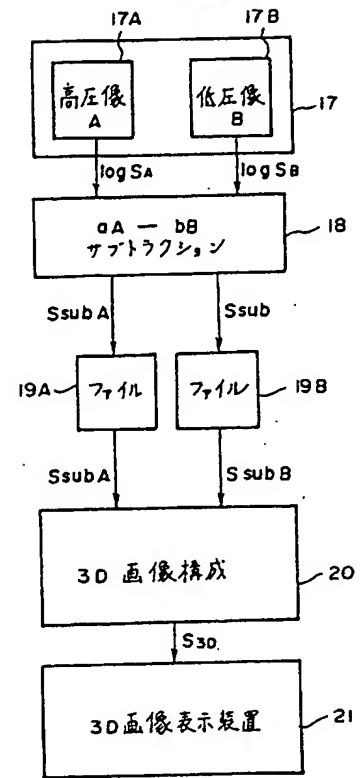
第2図



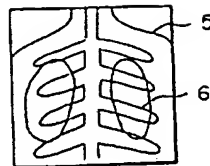
第 3 図



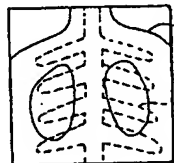
第 4 図



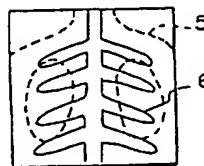
第 5A 図



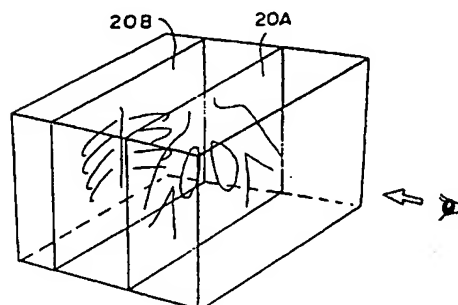
第 5B 図



第 5C 図



第 6 図



THIS PAGE BLANK (USPTO)